

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004 年 1 月 29 日 (29.01.2004)

PCT

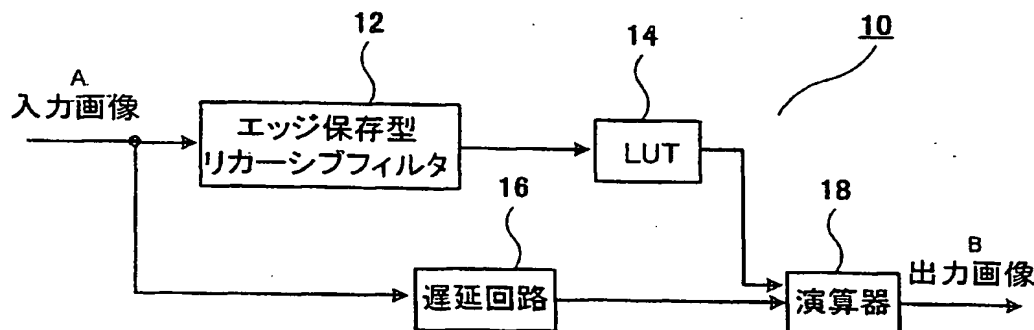
(10) 国際公開番号
WO 2004/010379 A1

- (51) 国際特許分類⁷: G06T 5/20, A61B 6/00, H04N 5/205 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/009326 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 菅野 修
(22) 国際出願日: 2003 年 7 月 23 日 (23.07.2003) 二 (SUGENO, Shuji) [JP/JP]; 〒302-0119 茨城県
(25) 国際出願の言語: 日本語 守谷市 御所ヶ丘 2-19-2 Ibaraki (JP). 池田 重之
(26) 国際公開の言語: 日本語 (IKEDA, Shigeyuki) [JP/JP]; 〒277-0812 千葉県 柏市 花
(30) 優先権データ: 特願2002-213297 2002 年 7 月 23 日 (23.07.2002) JP 野井504-4 Chiba (JP). 中村 正 (NAKAMURA, Tadashi)
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県 柏市 小菅田 17-4-515 Chiba
日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都 千代田区 内神田一 (JP).
丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP). (74) 代理人: 松浦 憲三 (MATSUURA, Kenzo); 〒163-0220
東京都 新宿区 西新宿二丁目 6 番 1 号 新宿住友ビル 20 階 私書箱第 176 号 新都心国際特許事務所
Tokyo (JP). (81) 指定国 (国内): CN, US.

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE

(54) 発明の名称: 画像処理装置



A...INPUT IMAGE
12...EDGE-PRESERVING RECURSIVE FILTER
16...DELAY CIRCUIT
18...FUNCTIONAL UNIT
B...OUTPUT IMAGE

(57) Abstract: An edge-preserving recursive filter (12) smoothes an input image while preserving the edge at least in one direction (for example, the vertical direction of the image) and outputs the unsharp image (namely, the low-frequency components). The low-frequency components are compressed into an adequate amount by an LUT (14) serving as low-frequency component compression degree setting means and is outputted. A functional unit (18) serving as low-frequency compressing means subtracts the output value of the LUT (14) from the input image to compress the low-frequency components of the input image. Since the edge-preserving recursive filter (12) can extract the low-frequency components of the input image with a delay of input time corresponding to one line of the input image, the DRC involves a short delay due to the image processing, enabling real-time processing and reducing the computational complexity. No artifact such as black compression occurs in the compressed image, and the contrast at a medium/small portion such as a catheter is improved.

(57) 要約: エッジ保存型リカーシブフィルタ 12 は、入力画像に対して少なくとも 1 方向 (例えば、画像の垂直方向) のエッジを保存しながら平滑化したぼけ画像 (即ち、低周波数成分) を出力す

[続葉有]



添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

る。この低周波数成分は、低周波数成分圧縮量設定手段としてのLUT14によって適宜の量に圧縮されて出力される。そして、低周波数成分圧縮手段としての演算器18は、入力画像からLUT14の出力値を減算することにより、入力画像の低周波数成分を圧縮する。前記エッジ保存型リカーシブフィルタ12は、入力画像の1ライン分の入力時間の遅れで入力画像の低周波数成分を抽出することができるため、DRC処理は画像処理による遅延が小さく、実時間処理が可能であり、計算量も少なくて済む。これにより、処理画像に黒つぶれのようなアーチファクトが生じず、カテテル等の画像中細部のコントラストの向上を図ることができる。

明 細 書

画像処理装置

5 技術分野

本発明は画像処理装置に係り、特に画像診断装置等の計測部で収集した画像の低周波数成分を圧縮することで、画像の中細部（カテーテル、血管等）のコントラストを強調する画像処理装置に関する。

10 背景技術

従来のX線画像診断装置等によって得られた医用画像において、ガイドワイヤー、カテーテル、及び血管等のコントラストを強調するために、前記医用画像に対してダイナミックレンジ圧縮処理（DRC処理）が施されている。ここで、DRC処理とは、入力画像の低周波数成分を圧縮する処理である。

15 DRC処理における低周波数成分の抽出には、Infinite Impulse Response (IIR) フィルタ（リカーシブフィルタとも呼ばれる）を使用する方式（特開平9-182093号公報）がある。

リカーシブフィルタは、前回の平滑化処理結果を用いて今回の平滑化処理を行う帰還形のフィルタであり、FIRフィルタと比較して少ない計算量で低周波数成分を効
20 率良く抽出できるものである。

また、上下左右方向のリカーシブフィルタとは、入力画像の走査線方向に対して上下左右に往復させて合計4回のリカーシブフィルタ処理を適用し、位相歪みのないばけ画像を得るものである（特開平9-182093号公報）。

しかしながら、入力画像に対して上下左右に往復させて合計4回のリカーシブフィルタ処理を施す従来のリカーシブフィルタでは、1つの注目画素の出力値を得るため
25 には、1フレーム分の画像データが入力されるまでの時間が最低限必要である。このように、上下左右方向のリカーシブフィルタを用いたDRC処理は画像処理による遅

延が大きいため、実時間処理には適していない。

本発明は、画像処理による遅れが小さく、計算量が小さく、処理画像に黒つぶれのようなアーチファクトが生じず、そしてカテーテル等の画像中細部のコントラストを大きく向上できるような画像処理装置を提供することを目的とする。

5

発明の開示

前記目的を達成するために、本発明は、入力画像を平滑化処理するリカーシブフィルタ処理手段と、前記リカーシブフィルタ処理手段により平滑化処理された入力画像をその入力画像の原画像から差分する演算手段とを備えた画像処理装置において、前
10 記リカーシブフィルタ処理手段は、前記入力画像の走査線方向に対し所定の角度を有するエッジの少なくとも一つを設定するエッジ設定手段と、前記平滑化画像を前記エッジ設定手段により設定されたエッジに対応して平滑化する制御手段と、を備えたことを特徴としている。

即ち、前記リカーシブフィルタは、入力画像のエッジ方向（例えば、画像の走査線
15 の垂直方向）に設定されたエッジ方向に平滑化した平滑化画像（ぼけ画像、即ち、低周波数成分）を出力するように制御手段で制御する。また、この低周波数成分は、低周波数成分圧縮量設定手段によって適宜の量に圧縮されて出力される。そして、低周波数成分圧縮手段は、入力画像から低周波数成分圧縮量設定手段の出力値を減算することにより、入力画像の低周波数成分を圧縮する。前記リカーシブフィルタは、入力
20 画像の1ライン分の入力時間の遅れで入力画像の低周波数成分を抽出することができるため、DRC処理は画像処理の遅延が小さく、実時間処理が可能であり、計算量も少なく済む。

また、前記リカーシブフィルタにおいて、入力画像と1ライン前の出力画像との差分値の大きさに応じて帰還率を変化させる。例えば、差分値の絶対値が小さい程平滑化
25 強度を強くし、差分値の絶対値が大きい程平滑化強度を弱くすることで、位相歪みによる影響（特に入力画像の立ち下りの低輝度部分のDRC処理による黒つぶれのようなアーチファクト）が生じず、カテーテル等の画像中細部のコントラストの向上を

図っている。

更に、複数方向のエッジに基づき平滑化したぼけ画像を出力する複数のリカーシブフィルタを設け、各リカーシブフィルタの出力を合成することで、位相歪みをさらに低減することができる。

5

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明に係る画像処理装置の実施の形態を示す要部ブロック図であり；

図 2 は、図 1 に示したリカーシブフィルタの構成例を示すブロック図であり；

図 3 は、図 1 に示した L U T の入出力特性を示すグラフであり；

10 図 4 は、本発明に係る画像処理装置の他の実施の形態を示す要部ブロック図であり；

図 5 は、図 4 に示したリカーシブフィルタの構成例を示すブロック図であり；

図 6 は、本発明の効果（エッジ近傍領域の黒つぶれの抑制）を説明するために用いた図であり；

15 図 7 は、本発明の効果（カテーテルのコントラスト向上）を説明するために用いた図である。

発明を実施するための最良の形態

以下添付図面に従って本発明に係る画像処理装置の好ましい実施の形態について詳説する。

20 図 1 は本発明に係る画像処理装置の実施の形態を示す要部ブロック図である。

同図に示すように、この画像処理装置 10 は、エッジ保存型リカーシブフィルタ 12 と、ルックアップテーブル（L U T） 14 と、遅延回路 16 と、演算器 18 とから構成されている。ここでいうエッジとは、画像の 1 ラインのデータのうち、隣接する画素の値の差が大きい画像上の箇所を示す。

25 この画像処理装置 10 における入力画像は、例えば X 線透視撮影装置等の医用画像診断装置の場合では、イメージインテンシファイアと C C D カメラ、あるいは X 線平面センサ等を含む X 線画像計測部で計測されたデジタル画像である。このデジタル画

像は、例えば、 1024×1024 画素、 4096 階調、 30 フレーム/秒の動画として連続的に収集される透視画像である。あるいは、リアルタイムで収集される超音波診断装置の画像でも良い。

上記入力画像は、画像処理装置 10 のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12 及び遅延回路 16 に入力する。

次に、エッジ保存型リカーシブフィルタ 12 について説明する。エッジ保存型リカーシブフィルタは、そのエッジが設定または保存された方向に行われるリカーシブフィルタ処理を示す。

図 2 は上記エッジ保存型リカーシブフィルタ 12 の構成例を示すブロック図である。
 10 このエッジ保存型リカーシブフィルタ 12 は、ラインメモリ 120 、 128 、演算器 122 、 LUT 124 及び加算器 126 から構成されている。

まず、 1 フレームごとの入力画像が入力される前に、ラインメモリ 128 のすべてのアドレスに値 0 を設定する。次に、入力画像の第 1 ライン（最上部）のラインデータがラインメモリ 120 に格納される。演算器 122 は、ラインメモリ 120 に格納される画像データ $f(t)$ からラインメモリ 128 に格納される 1 ライン前の対応するアドレスの画像データ $g(t-1)$ を減算し、その差分値 d を LUT 124 に出力する。

LUT 124 には、予め全ての差分値 d （例えば、 $d = -4095, \dots, 4095$ ）に対してエッジ保存型リカーシブフィルタ 12 における入力値に依存したフィルタ係数 k を乗じた値（ $k \times d$ ）が記憶されており、 LUT 124 は、入力する差分値 d に対応するテーブル値（ $k \times d$ ）を読み出し、これを加算器 126 に出力する。加算器 126 の他の入力には、ラインメモリ 128 から出力される画像データ $g(t-1)$ があり、加算器 126 はこれらの 2 入力を加算し、その加算値をぼけ画像を示す画像データ $g(t)$ として出力する。また、この画像データ $g(t)$ は、ラインメモリ 128 に格納され、ここで 1 ライン分遅延された画像データ $g(t-1)$ として出力される。

上記エッジ保存型リカーシブフィルタ 12 の作用を式で表すと、次式となる。

$$\begin{aligned}g(t) &= k \cdot d + g(t-1) \\&= k \{ f(t) - g(t-1) \} + g(t-1) \\&= k \cdot f(t) + (1-k) \cdot g(t-1) \quad \dots (1)\end{aligned}$$

上記式(1)で、 $(1-k)$ は帰還率を表し、この帰還率が大きい程(k が0に近づく程)、平滑化強度が大きくなり、帰還率が小さい程(k が1に近づく程)、平滑化強度が小さくなる。そして、 $k=1$ の場合には、エッジ保存型リカーシブフィルタ12は、平滑化を行わずに入力値をそのまま出力する。

次に、LUT124の一例を図3に示す。同図に示すように、差分値 d が小さい場合(非エッジの場合)には、原点からの傾き(=フィルタ係数) k が低く設定(例えば、 $k=1/64$ に設定)され、差分値 d が大きい場合(エッジの場合)には、傾き k が大きく設定(例えば、 $k=1$ に設定)されている。

上記エッジ保存型リカーシブフィルタ12の出力は、図1のLUT14に入力される。LUT14には、入力画像の低周波数成分に応じた低周波数成分の圧縮特性を設定することができる。このLUT14は、例えば、 $y=\alpha x$ (x :入力、 y :出力、低周波数成分圧縮率 $\alpha=0.2$)のような入出力特性とすればよい。各種設定手段は、コンピュータシステムで知られるマウス、キーボード等の入力手段で、入力画像を表示装置に表示したり、圧縮特性の入力メニューを表示したりして、関心領域や数値などの種々の値を入力できるようになっている。

尚、低周波数成分圧縮量設定手段には、前記のLUT14以外に、例えばビットシフト演算器を用いてもよく、この場合のビットシフト量は2ビット($\alpha=1/4$)程度にすればよい。

LUT14の出力は、演算器18に入力される。演算器18の他の入力には、遅延回路16を介した入力画像がある。尚、遅延回路16は、入力画像の注目画素とその入力画像に対するぼけ画像の注目画素との時間を合わせるためのもので、エッジ保存型リカーシブフィルタ12のラインメモリ120等によって遅延される時間相当だけ入力画像を遅延させている。

演算器18は、入力画像からLUT14の出力画像(ぼけ画像)を減算し、入力画

像から低周波数成分を圧縮した画像を出力する。この演算器 18 の出力である出力画像は、図示しない D/A 変換器によりデジタル信号からアナログ信号に変換され、CRT や液晶モニタ等のモニタに表示される。

上記のようなダイナミックレンジ圧縮処理により、入力画像が例えば 4096 階調
5 の場合、出力画像は凡そ 3277 階調 ($= 4095 \times (1 - 0.2) + 1$) となり、
また、X 線透視像内でハレーションしやすい肺野において、低周波数成分が大きく圧縮されるため、ハレーションが抑制され、また、カテーテルの走行、血管等のコントラストが向上する。

図 4 は本発明に係る画像処理装置の他の実施の形態を示す要部ブロック図である。
10 尚、図 1 に示した画像処理装置 10 と共通する部分には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

図 4 に示す画像処理装置 100 は、3 つのエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1、12-2、12-3 と、平均処理部 13 と、LUT 14 と、遅延回路 16 と、演算器 18 とから構成されている。

15 3 つのエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1、12-2、12-3 は、それぞれ入力画像に対して 45° 方向（左下方向）、 90° 方向（下方向）、 135° （右下方向）のエッジを保存しながら平滑化したぼけ画像を出力するもので、図 5 に構成例を示す。

図 5 に示す構成例は、図 2 に示した構成例と比較してラインデータシフト演算器 1
20 27 を有する点で相違する。尚、他の構成は、図 2 に示した構成と同一であるため、その詳細な説明は省略する。

図 5 において、ラインデータシフト演算器 127 は、シフト量 β に応じてラインデータをシフトするもので、 45° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1 のラインデータシフト演算器 127 には、シフト量 $\beta = -1$ （左 1 画素シフト）が固定的に設定されている。
25

45° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1 のラインデータシフト演算器 127 は、加算器 126 の出力ラインデータ（ぼけ画像）を左に 1 画素シフトした

ラインデータをラインメモリ 128 に格納し、1 ラインの最も右側の画素に関しては、例外的に 0 を格納する。これにより、 45° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1 の出力ラインデータは、 45° 方向の平滑化処理の出力となる。

90° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-2 のラインデータシフト演算器 127 には、シフト量 $\beta = 0$ が固定的に設定される。この場合のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-2 のラインデータシフト演算器 127 は、加算器 126 の出力をそのままラインメモリ 128 に格納させる。これにより、90° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-2 の出力ラインデータは、90° 方向の平滑化処理の出力となる。尚、エッジ保存型リカーシブフィルタ 12-2 のラインデータシフト演算器 127 は、図 2 に示したように省略することができる。

135° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-3 のラインデータシフト演算器 127 には、シフト量 $\beta = 1$ (右 1 画素シフト) が固定的に設定されている。135° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-3 のラインデータシフト演算器 127 は、加算器 126 の出力ラインデータ (ぼけ画像) を右に 1 画素シフトしたラインデータをラインメモリ 128 に格納し、1 ラインの最も左側の画素に関しては、例外的に 0 を格納する。これにより、135° 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-3 の出力ラインデータは、135° 方向の平滑化処理の出力となる。

上記 3 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1、12-2、12-3 の各方向の出力画像は、平均処理部 13 に出力され、ここで平均値が計算される。また、平均処理部 13 は、3 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1、12-2、12-3 の各出力値に重みを付けた後に加算平均するような加重平均処理を行うようにしてもよい。例えば、エッジ保存型リカーシブフィルタ 12-2 に対する重みを 2 とし、エッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1、12-3 の重みをそれぞれ 3 とし、これらの出力値の加算とビットシフト、(3 ビットシフト) の組み合わせで、3 方向のエッジ保存型リカーシブフィルタ 12-1、12-2、12-3 の出力画像を合成することができる。

次に、本発明に係る画像処理装置の効果を図 6 及び図 7 を用いて説明する。

図6は入力画像と、3方向のエッジ保存型リカーシブフィルタを用いたDRC処理画像と、3方向のリカーシブフィルタ（エッジ保存型でないリカーシブフィルタ）を用いたDRC処理画像のプロファイルを示すグラフである。

エッジ保存型でないリカーシブフィルタ処理を用いたDRC処理の場合、入力画像
5 に対する位相歪みのためにリカーシブフィルタの処理方向に対してエッジ近傍領域で、
低周波数成分を減算し過ぎてしまい、DRC処理画像に黒つぶれ（画素値 $P=0$ ）が生じているが、本発明による3方向のエッジ保存型リカーシブフィルタを用いたDRC
C処理によれば、エッジ近傍領域の黒つぶれが低減する。

また、図7に示すように、3方向のエッジ保存型リカーシブフィルタを用いたDRC
10 C処理画像のコントラスト C_2 は、3方向のエッジ保存型ではないリカーシブフィル
タを用いたDRC処理画像のコントラスト C_3 と同程度であり、入力画像内のカテー
テルのコントラスト C_1 を向上させることができる。

即ち、複数方向のエッジ保存型リカーシブフィルタを用いたDRC処理により、黒
つぶれを抑制しながら、従来のガイドワイヤだけでなく、カテーテル、血管等の画像
15 の中細部のコントラストを向上することができる。

産業上の利用可能性

以上説明したように本発明によれば、画像処理による遅れが小さく、計算量が小さ
く、処理画像に黒つぶれのようなアーチファクトが生じず、そしてカテーテル等の画
20 像の中細部のコントラストを大きく向上させることができる。

請求の範囲

1. 入力画像を平滑化処理するリカーシブフィルタ処理手段と、前記リカーシブフィルタ処理手段により平滑化処理された入力画像をその入力画像の原画像から差分する演算手段とを備えた画像処理装置において、前記リカーシブフィルタ処理手段は、前記入力画像の走査線方向に対し所定の角度を有するエッジの少なくとも一つを設定するエッジ設定手段と、前記平滑化画像を前記エッジ設定手段により設定されたエッジに対応して平滑化する制御手段と、を備えたことを特徴とする画像処理装置。

2. 前記入力画像を表示する表示手段と、前記表示手段に表示された入力画像に関心領域を設定する関心領域設定手段とを備え、前記エッジ設定手段は、前記関心領域設定手段により設定された関心領域に基づいて前記エッジを設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

3. 前記リカーシブフィルタ処理手段で生成された平滑化画像に応じて前記入力画像の低周波数成分を圧縮する量を設定する低周波数成分圧縮手段を備え、前記制御手段は、前記低周波数成分圧縮手段により設定された圧縮量に基づいて前記リカーシブフィルタ処理手段の出力を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

4. 前記低周波数成分圧縮手段は、前記リカーシブフィルタ処理手段の出力値を入力し、その出力値に所定の係数を乗算した値に変換するルックアップテーブル手段を備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

5. 前記ルックアップテーブル手段は、前記入力画像に表示されるカテゴリーに応じて所定の係数を変更することを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

6. 前記リカーシブフィルタ処理手段は、

$$g(t) = k \cdot f(t) + (1 - k) \cdot g(t - 1)$$

ここで、 $g(t)$ は前記リカーシブフィルタ処理手段の出力、 k はフィルタ係数、

$f(t)$ は前記入力画像、 $1 - k$ は帰還率、 $g(t - 1)$ は 1 ライン分前の前記リカーシブフィルタ処理手段の出力

で表わされる処理を行うと共に、前記入力画像 ($f(t)$) と前記 1 ライン分前のリ

カーシブフィルタ処理手段の出力値 ($g(t-1)$) との差分の大きさ (d) に基づいて前記帰還率 ($1-k$) を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

7. 前記リカーシブフィルタ処理手段は、前記入力画像の走査線方向に対して 45° 方向 (左下方向)、 90° 方向 (下方向)、 135° (右下方向) のエッジ毎に平滑化画像を個別に生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

8. 前記リカーシブフィルタ処理手段によって個別に生成されたエッジ毎の平滑化画像を加重平均処理することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

9. 前記リカーシブフィルタ処理手段は、前記入力画像に表示されるカテーテルの走行方向に応じたエッジを選択して平滑化画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

10. 前記入力画像について前記リカーシブフィルタ処理手段を含む各処理手段の処理時間分を遅延させる遅延手段を備え、前記遅延手段により遅延された入力画像を前記演算手段の入力画像の原画像として入力することを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

11. 前記リカーシブフィルタ処理手段は、前記入力画像の 1 ラインを格納する第 1 のラインメモリと、前記第 1 のラインメモリに格納される前のラインデータを格納する第 2 のラインメモリと、前記第 2 のラインメモリに格納されたラインデータから前記第 1 のラインメモリに格納されたラインデータを減算する演算器と、前記演算器により減算された差分値からその差分値に対してフィルタ係数を乗じた値へ変換するルックアップテーブル手段と、前記ルックアップテーブル手段により変換されたフィルタ係数を乗じた値と前記第 2 のラインメモリに格納されたラインデータを加算する加算器と、を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

1/4

図1

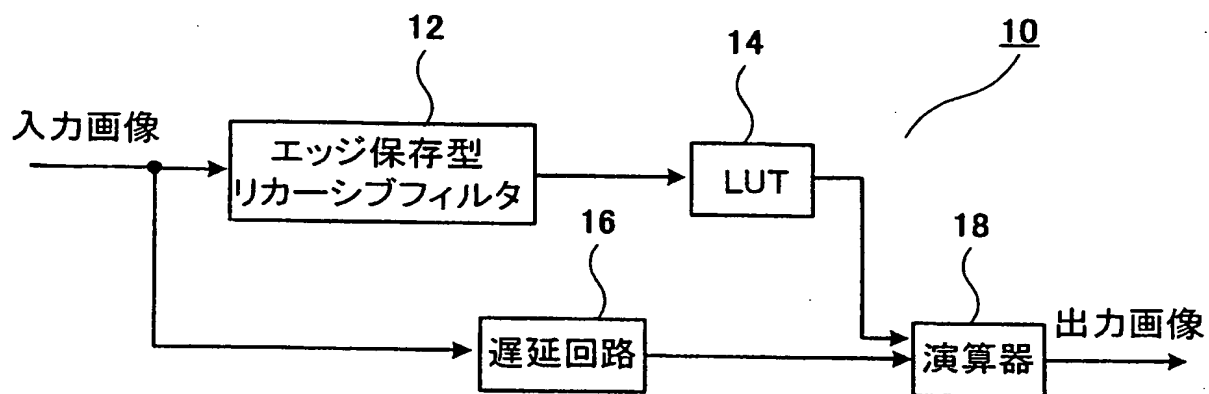
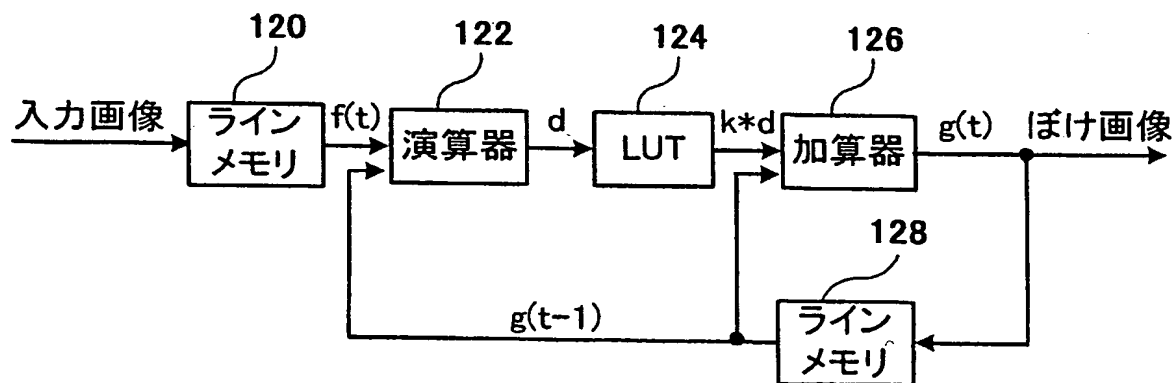


図2



2/4

図3

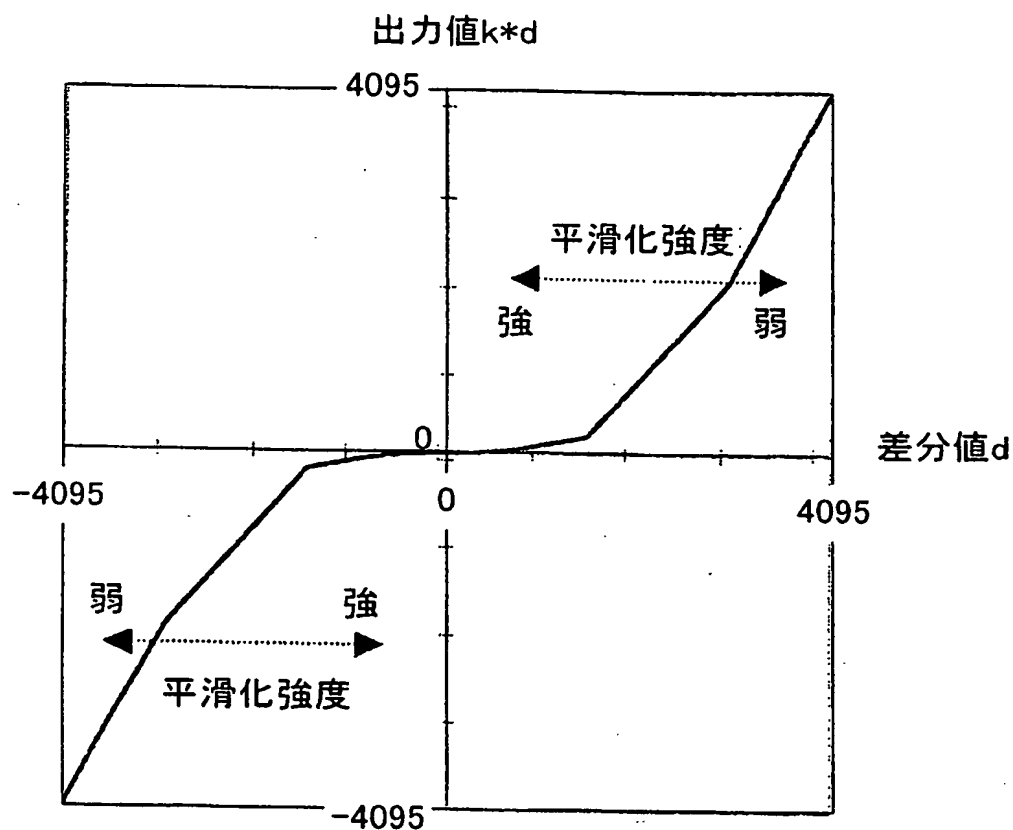
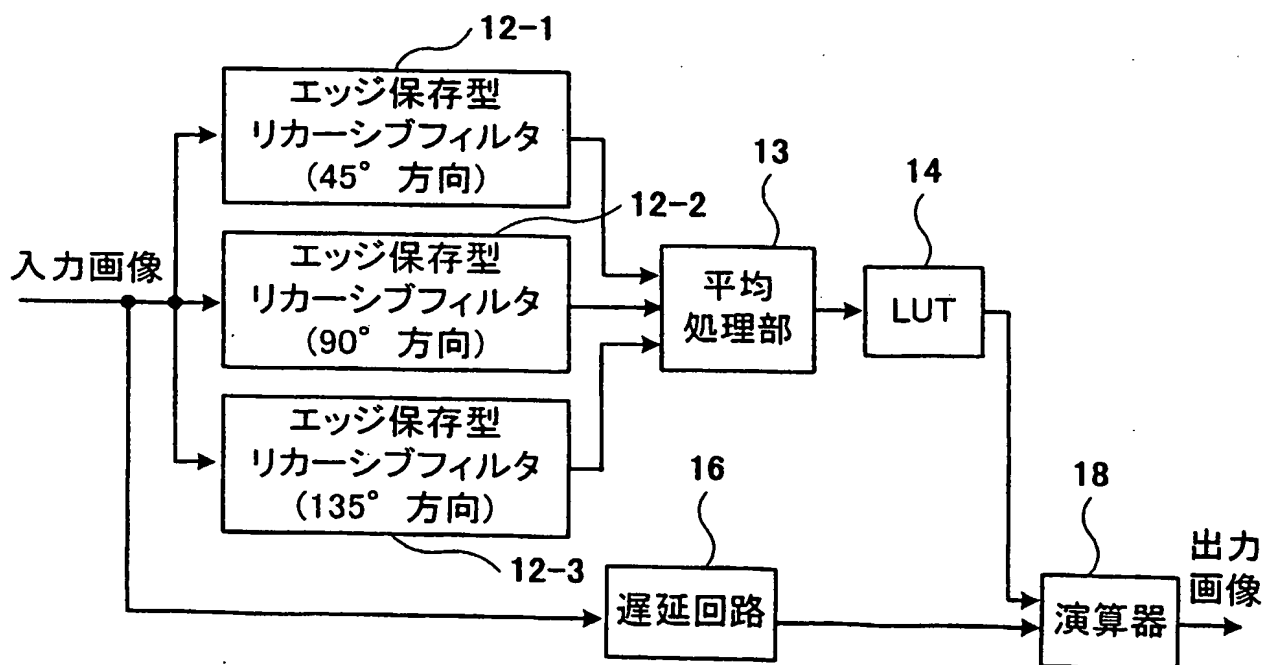


図4



3/4

図5

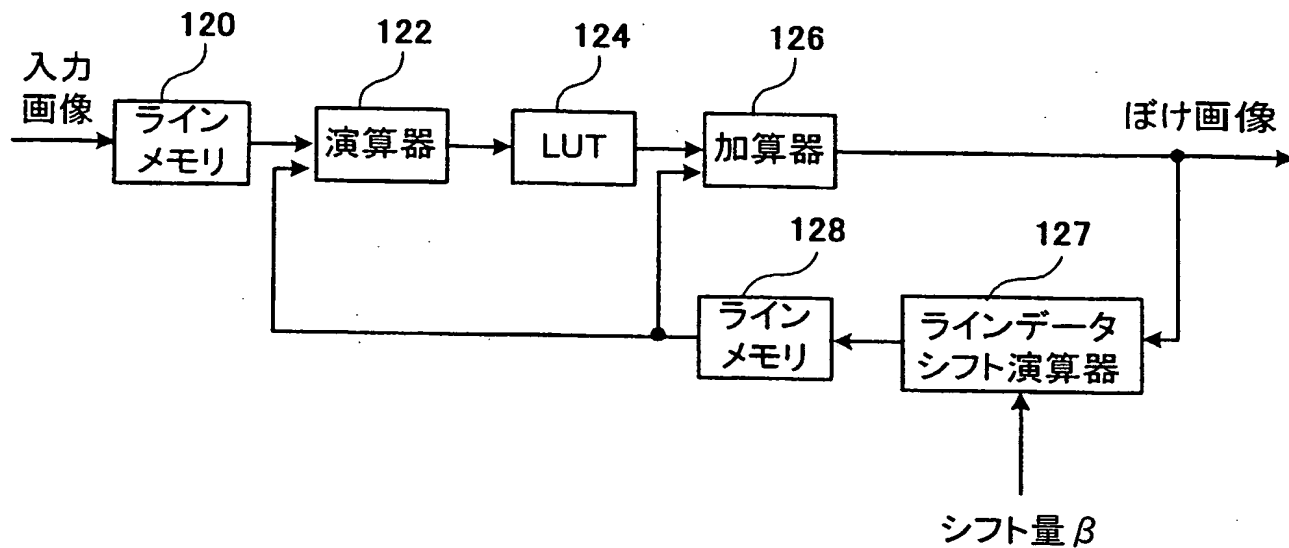
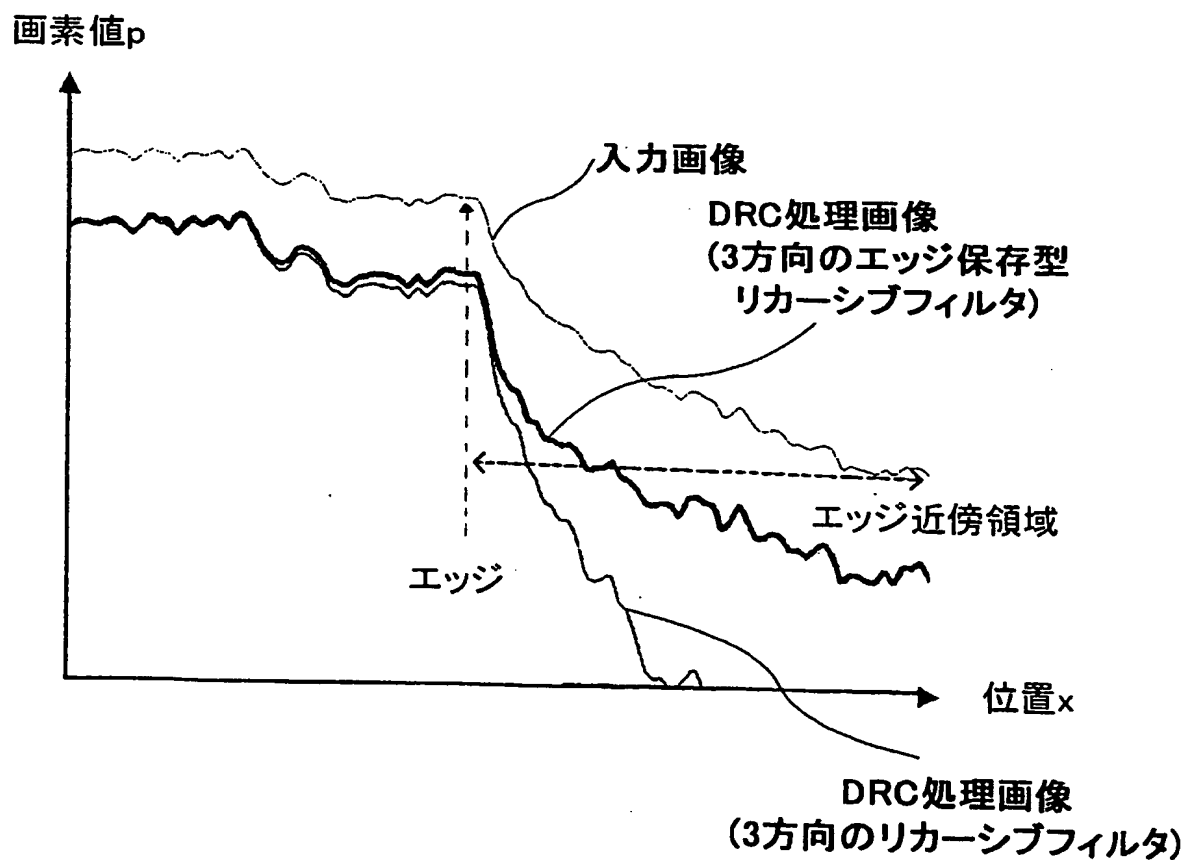


図6



4/4

図7

